



Måle gangkvalitet med mobilitetsberegninger på iPhone

Mai 2021

Innhold

Oversikt	3
Introduksjon	3
Utvikling	4
Studiedesign	4
Befolkning	6
Resultater	8
Skrittelling	8
Gangfart	9
Steglengde	10
Tid med begge beina på bakken	11
Uregelmessig gange	12
Drøfting	13
Konklusjon	14
Tillegg	14
Datapålitelighet	14
Statistiske metoder	15
Definisjon på uregelmessig gange	15
Referanser	16

Oversikt

Med de innebygde bevegelsessensorene i iPhone 8 og nyere tilbyr iOS 14 mobilitetsmålinger som er viktige for helsen. Dette omfatter estimater av gangfart, steglengde, tid med begge beina på bakken og uregelmessig gange.^{1,2} Alt dette er målinger som kan brukes til å karakterisere gange og mobilitet. Dette dokumentet beskriver nærmere hvordan disse mobilitetsmålingene estimeres på iPhone, medregnet testing og validering.

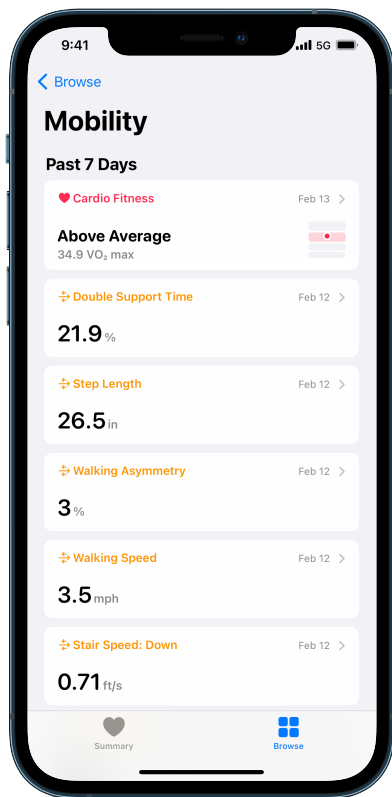
Introduksjon

Gange er en nøkkelindikator for å avgjøre om en person har en skade,³ nedsatt funksjonsevne⁴ og god kort- og langsiktig helse.^{5,6} Gåmobilitet kan representere muligheten til å bli gammel med selvstendighet,⁷ hvor mobiliteten påvirkes av en rekke helseplager som muskeldegenerasjon,⁸ nevrologisk sykdom,^{9,10} og kondisjon.¹¹ En enkel måte helsepersonell måler en persons mobilitet på er å observere personen mens han eller hun går.^{12,13} Å gå krever en serie komplekse komponenter som må koordineres mellom flere fysiologiske systemer, og hvor svikt i et enkelt element kan tyde på sykdomsprogresjon eller økt skaderisiko.

Måling av gangytelse brukes ofte til å vurdere en persons helsestatus,¹⁴ følge opp remisjon etter skade¹⁵ og kirurgi¹⁶ eller følge med på endringer som oppstår med alderen.¹⁷ Noen vanlig benyttede gangytelsesmålinger er gangfart, steglengde, tid med begge beina på bakken og uregelmessig gange.

- Gangfart, og endring i gangfart over tid, er nært knyttet til klinisk betydningsfulle helseresultater.^{4,18} Målt gangfart brukes ofte til å følge opp remisjon etter akutte helsehendelser som leddutskifting³ og slag,¹⁹ og til å følge opp endringer over tid som progresjon av Parkinsons sykdom^{10,20} og aldring.²¹
- Steglengde er en markør for nedsatt mobilitet for typer nerve- og muskel- og skjelettsykdommer,¹⁴ og det viser risikoen og frykten for å falle.²² Steglengden blir kortere med alderen, og eldre har kortere steglengde enn yngre.^{23,24} Kortere steglengde er en viktig faktor når vi blir eldre,²⁵ og tidlige mosjonsgrep kan gjøre det mulig å opprettholde selvstendighet.^{26,27}
- Tid med begge beina på bakken er andelen av tiden som begge beina berører bakken ved gange. Den øker både i absolutt tid og som en prosentandel av hver gangsyklus ved skade¹⁶ eller dysfunksjon.²⁸ En økning i tid med begge beina på bakken har vært knyttet til en økning i en persons redsel for å falle²², mens redusert tid med begge beina på bakken har sammenheng med forbedret gangestabilitet og lavere risiko for å falle.²⁹
- Uregelmessig gange utvikler seg når en ensidig patologi eller skade inntreffer, og en person er avhengig av det motsatte beinet når han eller hun går. Økninger i uregelmessig gange skjer etter skade³⁰ eller nervedegenerasjon på grunn av alder eller sykdom.^{20,31} Reduksjoner i tosidig koordinasjon mellom de to beina har vist seg å være knyttet til økt fallrisiko,^{32,33} dårlige kirurgiske resultater,³⁰ og forventet senere leddskade.^{34,35}

Mobilitetsmålingene som blir estimert med iPhone 8 og nyere, tilbyr en passiv og uforstyrrende metode for longitudinal måling av gåkvalitet fra ung til framskreden alder. I Helse-appen i iOS 14 og nyere ses disse estimerte mobilitetsmålingene under Mobilitet (se figur 1). Dette dokumentet beskriver utviklingen og valideringen av mobilitetsmålinger på iPhone – ganghastighet, steglengde, tid med begge beina på bakken og uregelmessig gange – og inneholder anbefalinger for bruk.



Figur 1: Mobilitetsmålinger i Helse-appen på iOS 14

Utvikling

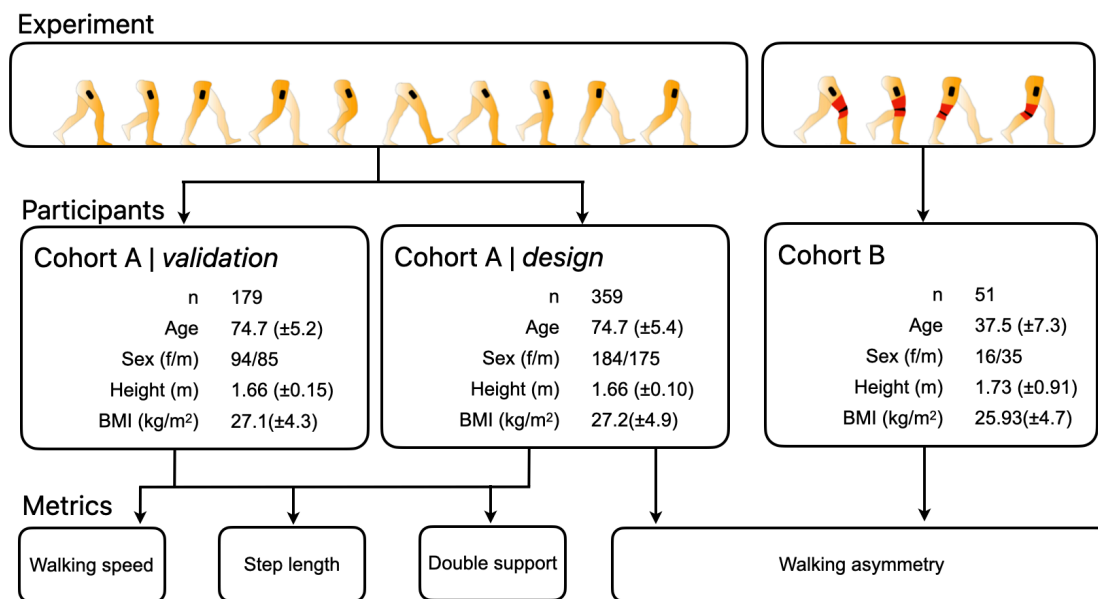
Studiedesign

Datainnsamling for utvikling og validering for mobilitetsmålingene besto av flere studier godkjent av en ettkomite. Alle deltakerne var med på laboratoriebesøk, som besto av opptil to besøk (minst 8 ukers mellomrom) i løpet av et år, og fullførte et sett gåoppgaver under hvert besøk.

Alle deltakerne fullførte kontrollerte gåoppgaver på flatt underlag over en instrumentert trykkmatte (ProtoKinetics Zeno™ Walkway Gait Analysis System) mens de hadde på seg to iPhoner – én på hver side av kroppen – på forskjellige steder: på hoften (hofteklemme), i en for- eller baklomme eller i en midjeveske. Deltakere ble bedt om å velge hvor de ville plassere én enhet for best mulig å kopiere typisk brukeratferd – enten på høyre eller venstre side av kroppen – og kontrollører plasserte en andre enhet på motsatt side.

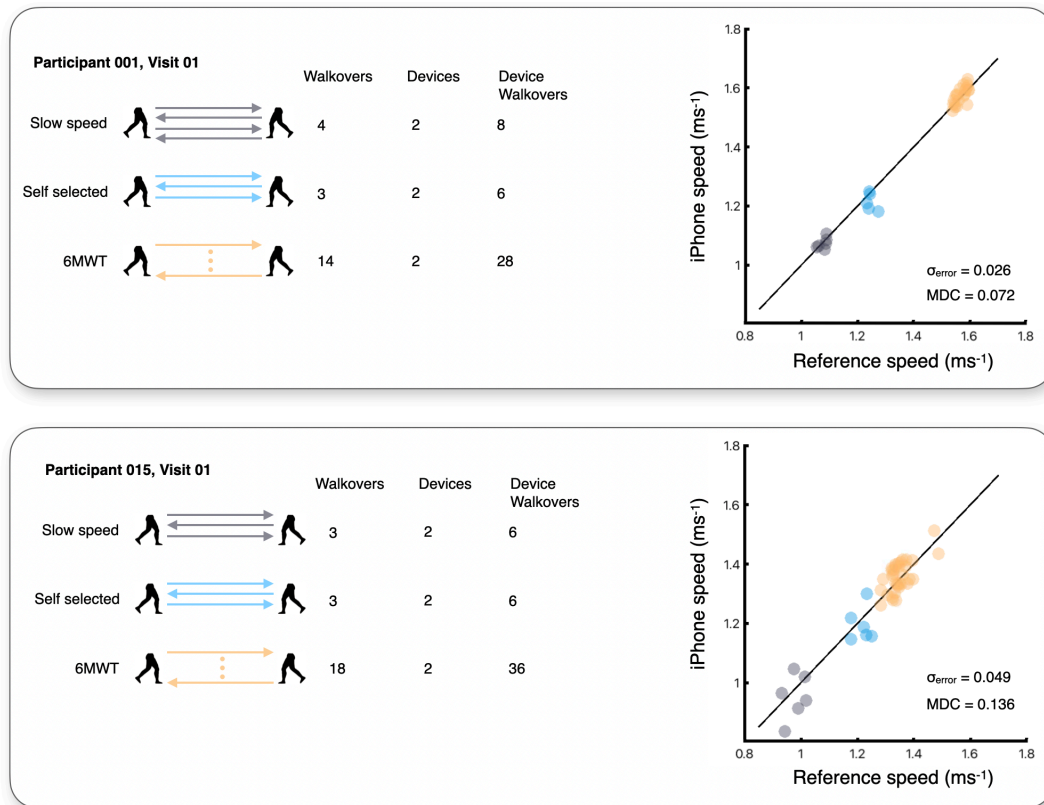
Hver gåoppgave ble utført i en 12 meter lang rett linje, med en 8 meter lang trykkmatte plassert i midten. Trykkmatte, en instrumentert enhet som svært nøyaktig måler hvor og når hælen tar ned og tåen løftes, ble brukt å til generere referanseverdier for skrittelling, gangfart, steglengde, tid med begge beina på bakken og uregelmessig gange for deltakerne. Se avsnittet om «Datapålitelighet» i tillegg for mer informasjon om forsøksmetoden.

For deltakere i kohort A omfattet oppgavene fire krysninger (definert som en enkelt krysning over trykkmatten) ved en instruert selvvalgt fart, fire krysninger ved en instruert sakte fart og et variabelt antall krysninger ved en test med rask seks minutters gange (6MWT), hvor deltakerne gikk fram og tilbake over trykkmatten så mange ganger som mulig innen en seks minutters periode.¹² For kohort B ble deltakerne bedt om å fullføre flere krysninger ved en selvvalgt fart, sakte fart og svært sakte fart («som om du kommer til hektene etter en skade»). Deltakere i denne kohorten ble rekruttert for å simulere uregelmessig gange ved å bruke en kommersiell knestøtte³⁶. Støtten ble låst for å begrense bevegelse til 30° fleksjon og høyst 10° ekstensjon. Figur 2 viser kohortbeskrivelser og -grupperinger.



Figur 2: Studiedesign og dataaggregering. Deltakerne fra kohort A ble delt i en utviklings- og valideringsgruppe for måling av gangfart, steglengde, tid med begge beina på bakken og uregelmessig gange. Skritt med skritteller ble validert for alle deltakere i kohort A. Kohort B bidro til utviklingen av målingen av uregelmessig gange ved å bruke en knestøtte for å simulere uregelmessig gange.

Resultat fra mobilitetsmålinger ble vurdert ved direkte sammenligninger mellom utledede verdier fra trykkmatten og iPhone-enhetene. Hver iPhone i studien ble ansett som en uavhengig observatør på grunn av de mange ulike enhetsplasseringene under gåturene. En måling fra én iPhone under en gåoppgave under en deltakers besøk refereres til som et enhetsbesøk. En deltaker som brukte to enheter under et besøk, ville for eksempel bidra med to enhetsbesøk. Antall passeringer på trykkmatten multiplisert med enhetsbesøk ga antall krysninger (se figur 3). De statistiske metodene for vurdering av måleresultat er nærmere beskrevet i tillegget.



Figur 3: Eksempel på datainnsamling og -analyse. Ovenfor er to eksempler på datainnsamlinger for kohort A. Deltakerne ble bedt om å bære to enheter på kroppen mens de fullførte fire krysninger på trykkmatten i sakte fart, fire krysninger i selvvalgt fart og så mange krysninger som mulig for 6MWT. Datasett for hver sykdom ble bare tatt med i analysen hvis de inneholdt minst tre gyldige krysninger ved hver instruert fart og minst ti gyldige krysninger for 6MWT. Data mellom sykdommer og enheter ble slått sammen for å beregne måleytelse gjennom estimater som standardavvik av absolutte feil (σ_{feil}) og minimal påvisbar endring.

Befolkning

Apple samlet inn data for utvikling og validering av mobilitetsmålingene fra flere studier med to kohorter av studiedeltakere. Studiene ble godkjent av en etikkomité, og alle deltakerne samtykket i at dataene deres ble samlet inn og brukt til dette formålet. Kohort A var en stor gruppe eldre som bor i det lokale samfunnet eller selvstendig i samfunn for eldre (se tabell 1). Kohort B var en gruppe yngre, funksjonsfriske voksne som ble bedt om å bruke en knestøtte for å frambringe uregelmessige gange (tabell 2).

Tabell 1. Deltakerinformasjon for kohort A

Unike deltakere	Utvikling (N = 359)	Validering (N = 179)
Demografi og biometri		
Alder	74,7 (±5.4) [64, 92]	74,7 (±5.3) [65, 95]
Kjønn (kvinne/mann)	184/175	93/86
Høyde (meter)	1,66 (±0,10) [1,43, 1,95]	1,66 (±0,95) [1,44, 1,88]
BMI (kg/m ²)	26,6 (±4,4) [17,4, 43,8]	26,9 (±4,1) [17,9, 39,3]
Forekomst av muskel- og skjelettsykdommer	292 (81 %)	142 (80 %)
Forekomst av hjerte- og karsykdommer*	259 (72 %)	124 (69 %)
Forekomst av nevrologiske sykdommer	54 (15 %)	27 (15 %)
Hjelpemidler	13 (5 %)	<10 (<5 %)
Muskel- og skjelettsykdommer – antall (%)		
Amputasjon	<10 (<5 %)	<10 (<5 %)
Artritt	94 (26 %)	40 (22 %)
Balanseforstyrrelse	64 (18 %)	34 (19 %)
Degenerativ skivesykdom	27 (8 %)	11 (6 %)
Hode- eller nakkeproblemer	41 (11 %)	20 (11 %)
Artrose	177 (49 %)	88 (49 %)
Leddgikt	<10 (<5 %)	<10 (<5 %)
Skiveutglidning	23 (6 %)	18 (10 %)
Leddutskiftingskirurgi	58 (16 %)	29 (16 %)
Annet	157 (44 %)	75 (42 %)

*Hypertensjon, hjerteinfarkt, hjertesvikt, koronararteriesykdom, slag, hyperlipidemi, PAD, arytmi.

Tabell 2. Deltakerinformasjon for kohort B

Utvikling (N = 51)	
Demografi og biometri	
Alder	37,5 (±7,3) [26, 55]
Kjønn (kvinne/mann)	16/35
Høyde (meter)	1,73 (±0,91) [1,55, 1,89]
BMI (kg/m ²)	25,9 (±4,7) [18,3, 42,7]

Resultater

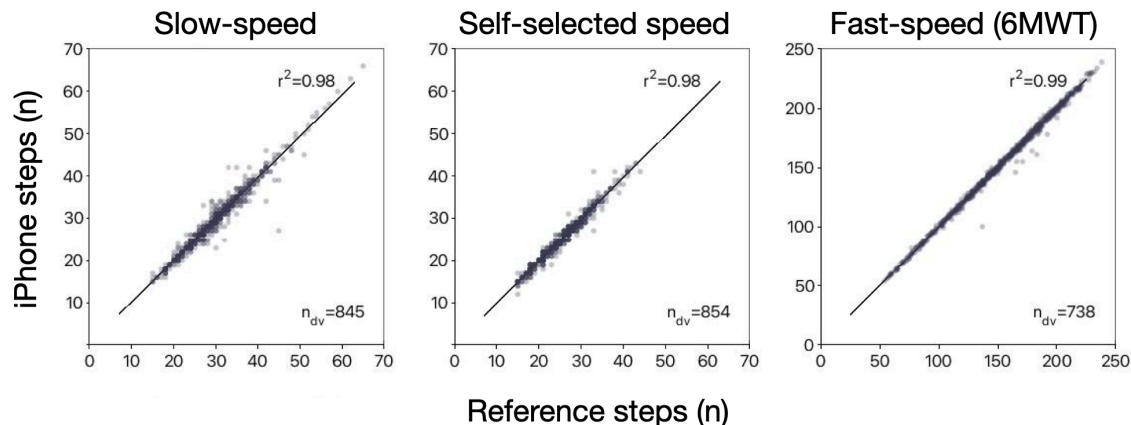
Tabell 3 viser samlede resultater for deltakere i kohort A. Disse resultatene slås sammen for utviklings- og valideringsdatasettene.

Tabell 3. Gjennomsnitt, standardavvik og områder for trykkmattereferanse, kohort A

	Sakte fart	Selvvalgt fart	Rask fart (6MWT)
	gjennomsnittlig ± SD (område)	gjennomsnittlig ± SD (område)	gjennomsnittlig ± SD (område)
Enhetsbesøk	845	854	738
Krysninger	3146	3175	16625
Rytme (skritt · minutt ⁻¹)	101,60 ± 10,50 (64,8–135,6)	114,94 ± 9,70 (70,6–146,7)	123,35 ± 9,56 (87,4–153,2)
Gangfart (meter · sekund ⁻¹)	1,04 ± 0,18 (0,47–1,57)	1,30 ± 0,18 (0,67–1,90)	1,46 ± 0,18 (0,65–2,16)
Steglengde (meter)	0,61 ± 0,08 (0,34–0,86)	0,68 ± 0,08 (0,45–0,88)	0,71 ± 0,07 (0,38–0,94)
Tid med begge beina på bakken (%)	31,37 ± 3,69 (19,56–47,08)	28,38 ± 3,34 (18,13–39,71)	27,00 ± 3,40 (16,03–43,36)
Samlet tid med uregelmessig gange (enhetsløs)	1,07 ± 0,04 (1,00–1,45)	1,06 ± 0,03 (1,00–1,35)	1,06 ± 0,03 (1,00–1,75)

Skrittelling

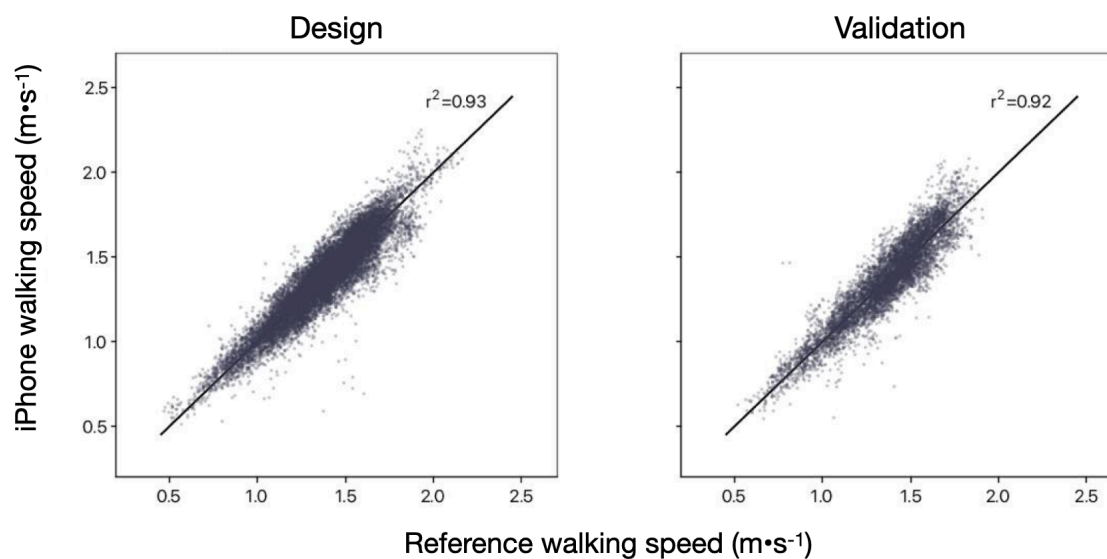
Skrittelling med skritteller måler objektivt hvor mange skritt en bruker går mens han eller hun bruker enheten sin. Skritt som registreres fra Apple Watch og iPhone, smeltes sammen på en intelligent måte for å estimere nøyaktig hvordan en brukers atferd er i løpet av en dag. Den enheten som de registrerte skrittene hentes fra, kan identifiseres i HealthKit. Figur 4 viser hvordan enhetsbesøksdata fra kohort A ble analysert for å fastslå om skrittellingen på iPhone var gyldig.



Figur 4: iPhone-resultater for skrittelling. Disse diagrammene viser sammenhengen mellom aggregerte skritt som ble registrert fra trykkmattereferansen og iPhone's skrittelling ved gåoppgaver med sakte fart (venstre diagram), selvvalgt (midtre diagram) og 6MWT (høyre diagram). Pearsons korrelasjonskoeffisienter for skrittelling med selvvalgt fart ($1,30 \pm 0,18$ m·sekund⁻¹), sakte fart ($1,04 \pm 0,18$ m·s⁻¹) og 6MWT ($1,46 \pm 0,18$ m·s⁻¹) var alle over 0,96. Merk at skrittverdier ved selvvalgt og sakte fart er aggregert fra tre eller fire krysninger, og skrittverdier ved 6MWT er aggregert fra minst ti krysninger.

Gangfart

Gangfartmålingen estimerer hvor raskt brukerne går på flatt underlag. Den er utledet fra en modell av brukerens massesenter. Målingen vil derfor være mest nøyaktig når iPhoneen er festet nært til kroppen (f.eks. i en lomme eller et hoftebelte). Brukerne må også ha angitt sin oppdaterte høyde i Helse-appen for iOS.



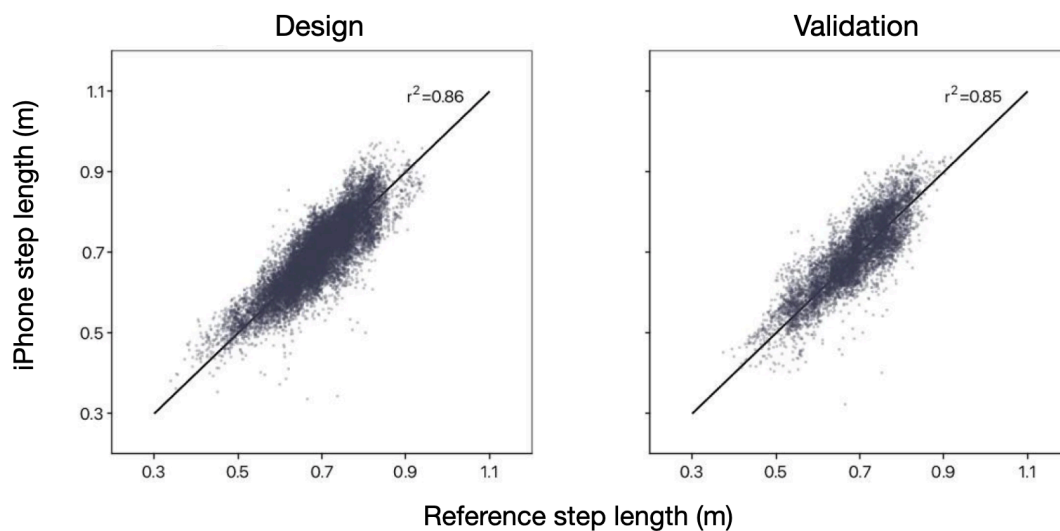
Figur 5: iPhone-resultater for gangfart. Dette viser algoritmeresultatene for utviklingssettet (venstre diagram) og valideringssettet (høyre diagram) som ble brukt i utviklingen av målingen av gangfart.

Tabell 4. Gangfartresultater(blandede iPhone-plasseringer)

Måling	Beskrivelse	Design	Validering
<i>N</i>	Deltakerbesøk (unike deltakere)	528 (359)	250 (179)
Krysninger	Antall krysninger på trykkmatte som ble brukt til sammenligning	15 487	7 440
Gyldighet	Standardavvik av absolutte feil (σ_{feil} meter · sekund ⁻¹)	0,09	0,15
Pålitelighet	Sammenligning mellom trykkmatteferanse og iPhones estimat av gangfart ($ICC_{(A,1)}$)	0,93	0,92
Følsomhet	Minimal påvisbar endring (meter · sekund ⁻¹)		
	10-prosentil (mest følsom)	0,07	0,08
	50-prosentil	0,13	0,14
	90-prosentil (minst følsom)	0,22	0,23

Steglengde

Den nye steglengdemålingen er et estimat av avstanden mellom der én fot treffer bakken og der den andre foten treffer bakken mens brukere går. Denne målingen er utledet fra en modell av brukerens høyde, sammen med stegrytme og estimert fart mens brukerne går jevnt på flatt underlag.



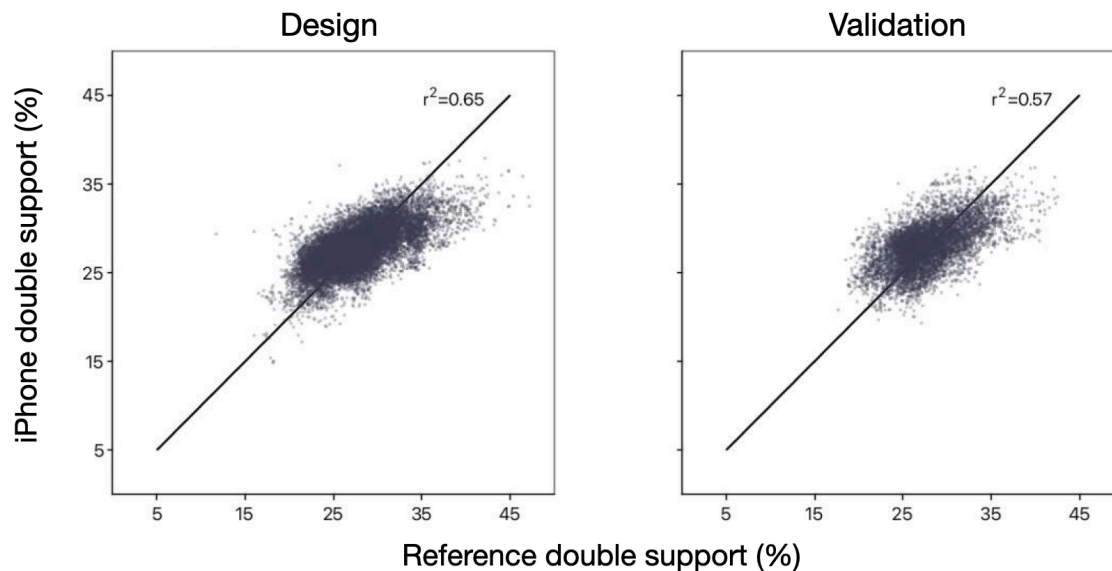
Figur 6: iPhone-resultater for steglengde. Dette viser algoritmeresultatene for utviklingssettet (venstre diagram) og valideringssettet (høyre diagram) som ble brukt i utviklingen av målingen av steglengde.

Tabell 5. Steglengderesultater (blandede iPhone-plasseringer)

Måling	Beskrivelse	Design	Validering
N	Deltakerbesøk (unike deltakere)	528 (359)	250 (179)
Krysninger	Antall krysninger på trykkmatten som ble brukt til sammenligning	15 487	7 440
Gyldighet	Standardavvik av absolutte feil (σ_{feil} meter)	0,05	0,05
Pålitelighet	Sammenligning mellom trykkmattereferanse og iPhones estimat av steglengde ($ICC_{(A,1)}$)	0,85	0,84
Følsomhet	Minimal påvisbar endring (meter)		
	10-prosentil (mest følsom)	0,04	0,04
	50-prosentil	0,09	0,07
	90-prosentil (minst følsom)	0,14	0,12

Tid med begge beina på bakken

Målingen av tid med begge beina på bakken måler hvor stor prosentandel av gangsyklusen (fra hælen på den ene foten tar i bakken til hælen på den motsatte foten tar i bakken) en bruker står på to føtter (begge beina på bakken). Målingen kan være fra verdier på 0 prosent (f.eks. mens man løper eller gjør et utfall, uten at to føtter overlapper på bakken) til 100 prosent (f.eks. mens man står stille eller sleper tungt, hvor begge føttene alltid er på bakken). Typisk gåatferd er 20 til 40 %, hvor lavere verdier angir bedre balanse.



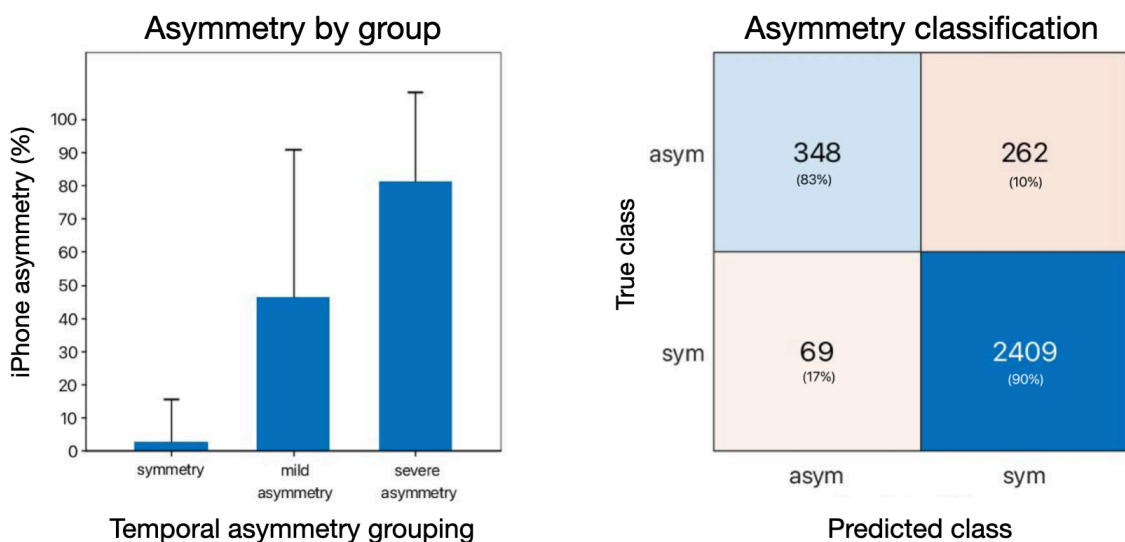
Figur 7: iPhone-resultater for tid med begge beina på bakken. Dette viser algoritmeresultatene for utviklingssettet (venstre diagram) og valideringssettet (høyre diagram) som ble brukt i utviklingen av målingen av tid med begge beina på bakken.

Tabell 6. Resultater for tid med begge beina på bakken (blandede iPhone-plasseringer)

Måling	Beskrivelse	Design	Validering
<i>N</i>	Deltakerbesøk (unike deltakere)	528 (359)	250 (179)
Krysninger	Antall krysninger på trykkmatte som ble brukt til sammenligning	15 487	7 440
Gyldighet	Standardavvik av absolutte feil (σ_{feil} %)	2,91	2,95
Pålitelighet	Sammenligning av trykkmatteferanse og iPhone-estimat av tid med begge beina på bakken ($ICC_{(A,1)}$)	0,59	0,53
Følsomhet	Minimal påvisbar endring (%)		
	10-prosentil (mest følsom)	2,06	2,12
	50-prosentil	3,17	3,18
	90-prosentil (minst følsom)	5,06	4,51

Uregelmessig gange

Målingen av uregelmessig gange estimerer hvor lenge uregelmessige steg registreres i prosent innen en periode. Målingen klassifiserer ikke hvor kraftig den uregelmessige gangen er, men i stedet hvor lenge uregelmessig gange registreres i tid. Målingen kan være fra 0 prosent (noe som angir at alle steg i en observert periode estimeres å være regelmessige, til 100 prosent (noe som angir at alle observerte steg er uregelmessige).



Figur 8: iPhone uregelmessig gange. Diagrammet til venstre viser gjennomsnitt og standardavvik for iPhones estimerer av uregelmessig gange, hvor referanseverdier har klassifisert enhetsbesøk som regelmessig gange, mild uregelmessig gange eller kraftig uregelmessig gange. Diagrammet til høyre viser forvirringsmatrisen for klassifiseringen av uregelmessig gange, hvor iPhone ved uregelmessig gange på 35 prosent viste en positiv prediksjonsfrekvens på 84,2 prosent (348 sanne positive fra 417 enhetsbesøk som ble klassifisert som uregelmessig gange) og en falsk negativ-frekvens på 2,78 prosent (69 falske positive fra 2671 enhetsbesøk som ble klassifisert som regelmessig gange).

Tabell 7. Klassifisering av uregelmessig gange fra verdier av samlet tid med regelmessig gange

	Uregelmessig gange		
	Regelmessig gang	Mild uregelmessig gange	Kraftig uregelmessig gange
Samlet tid med regelmessig gange	1,0 – 1,1	1,1 – 1,5	> 1,5
Deltakere	392	125	21
Enhetsbesøk (antall)	2478	516	94

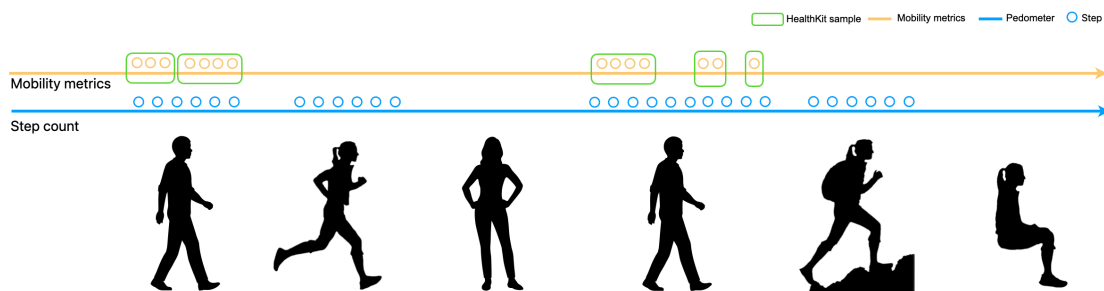
Drøfting

Mobilitetsmålingene som beskrives i dette dokumentet, gjør det mulig for brukere, forskere og helsepersonell å vurdere mobilitet i hverdagen utenfor klinikken. Tidligere fokus på gåvurdering konsentrerte seg om nytte- og kostnadsanalyse og begrenset anbefalt bruk av gåanalyse til visse sykdommer basert på kostnad og tilgang på testing³⁷. Tilgang på disse målingene på en utbredt forbrukerplattform som iPhone kan gi oss flere anbefalte bruksområder. Annen forskning har tidligere demonstrert at bevegelsessensorer, slik som de som brukes i kroppsteknologi, har nytteverdi som et tillegg til kliniske undersøkelser ved å gi objektive mål av svekkelser, overvåkning av sykdomsprogresjon og evaluering av respons på behandlinger.³⁸

Tilgjengeligheten og anvendelsen av disse målingene i kliniske eller forskningsrelaterte sammenhenger kan bidra til å forklare klinisk pålitelige og betydningsfulle terskler og anvende kjente terskler i større grad. En 10 cm/s reduksjon i gangfart innen et år er for eksempel knyttet til fallrisiko hos eldre.³⁹ Kortsiktige endringer i ganghastighet hos eldre med hjertesvikt har vist seg å være prognostisk for mer langsiktige resultater.⁴⁰ Og gangfart, steglengde og tid med begge beina på bakken har blitt brukt til objektiv måling av behandlingsmedierte forbedringer i gange for personer med multippel sklerose.⁴¹ Det finnes andre bruksområder, og flere kommer nok til siden undersøkelser kan ha blitt hindret av manglende tilgang på disse typene data tidligere.

Utvikling og validering av de presenterte mobilitetsmålingene er begrenset på flere måter. Siden vi hadde så få personer med uregelmessig gange, ble uregelmessig gange kunstig frambrakt med en knestøtte i kohort B-studien. Selv om denne metoden har vist seg å frambringe uregelmessig gange på en pålitelig måte,³⁶ kan mekanikken i denne typen uregelmessig gange avvike vesentlig fra uregelmessig gange på grunn av for eksempel nevrodegenerativ sykdom⁴² eller protese.⁴³ Dessuten favnet ikke studiepopulasjonen vår alle voksne eldre, men var begrenset til personer som bodde i Santa Clara Valley. Selv om gangevne kan variere mellom kategorier som rase eller etnisitet,⁴⁴ er det allment akseptert at tobeint, svingende gange ikke varierer vesentlig når man når voksen alder, med mindre gangen blir vesentlig svekket.⁴⁵ Målingene som beskrives her, bør derfor være nøyaktige for registrering av normal gange i en persons levetid, men må valideres ytterligere for mer spesialiserte grupper.

I dette dokumentet beskriver vi resultatet av mobilitetsmålinger på iPhone ved å sammenligne hvert registrert steg og gangsyklus mot en trykkmatreferanse som gullstandard. I HealthKit aggregeres disse målingene i perioder med gyldig gange på flatt underlag. Av denne grunn er ikke mobilitetsmålingene som er beskrevet her, tilgjengelige hele dagen (de vil for eksempel ikke være til stede når brukere løper eller går i oppoverbakke, som vist i figur 9), men forhåndsfiltreres i stedet for å gi mest mulig nøyaktige utdata.



Figur 9: Diagram over måletilgjengelighet i HealthKit. Mobilitetsmålingene rapporteres i HealthKit i perioder hvor brukeren går på flatt underlag, mens skritt på skrittellenen rapporteres under enhver aktivitet hvor skritt kan estimeres på en pålitelig måte. Siden målingene er forhåndsfiltrert til perioder hvor gåkvaliteten best lar seg estimere, kan ikke målingenes tilgjengelighet overlapse med skrittellingene med skrittellenen.

Målingene er utledet fra en biomekanisk gåmodell som avhenger av et nøyaktig estimat av beinlengde, som estimeres på grunnlag av brukerens angitte høyde. Brukerne bør angi høyden sin i Helse-appen for at iOS skal få så nøyaktige estimater som mulig. Annen kalibrering er ikke nødvendig. Dessuten vil brukernes interaksjon med iPhone avgjøre i hvilken grad målinger er tilgjengelige. Siden det var nødvendig å koble enheten nært brukerens massesenter, vil personer med iPhone et sted med godt signal (f.eks. en lomme nær hoften) få hyppigere estimater enn brukere som primært har iPhone et annet sted (f.eks. i hånd eller i en ryggsekk eller veske). For brukere som har fått minst ett estimat fra én periode, vil mer enn 80 prosent av dem i snitt få minst fem estimater fra sine mobilitetsmålinger per dag. Målingene vil ikke være tilgjengelige dersom brukerne har slått på rullestolmodus i Helse-appen for iOS.

Konklusjon

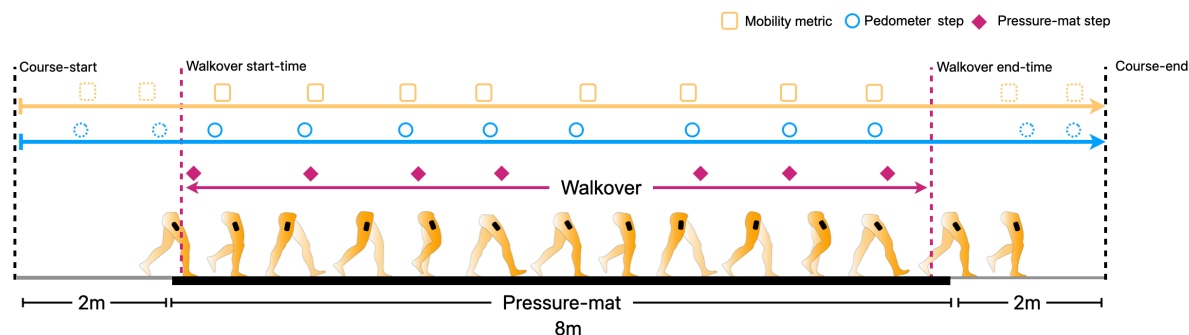
Med mobilitetsmålinger på iPhone kan brukerne praktisk og passivt vurdere sin funksjonelle mobilitet. Longitudinal sporing av disse målingene på en uforstyrrende måte måler objektivt mobilitet hele dagen og kan utvides med spesialiserte funksjonstester og kliniske spørreskjemaer. Disse målingene gir brukere, forskere og helsepersonell et nytt verktøy for sporing og kvantifisering av funksjonell mobilitet.

Tillegg

Datapålitelighet

Start- og sluttidspunktene for hver krysning ble definert som tiden fra første gang en hæl treffer trykkmatten til siste gang en tå forlater trykkmatten. Referanseverdiene fra trykkmatten ble nøyaktig tilpasset iPhone-estimaterne for skrittelling (se den blå linjen i figur 10) og mobilitetsmålinger (se den oransje linjen i figur 10), og direkte sammenligninger ble gjort for hver krysning.

Skrittelling ble estimert for deltakerbesøk som inneholdt minst tre gyldige krysninger for den oppgaven med selvvalgt og sakte fart og ti gyldige krysninger for 6MWT-oppgaven. Krysninger ble forkastet hvis deltakerne gikk av den trykkfølsomme delen av matten eller fotkontaktene ikke ble registrert riktig (f.eks. fordi foten delvis ble plassert feil på den trykkfølsomme matten).



Figur 10: Forsøksmetode for sammenligning av trykkmatte med mobilitetsmålinger og skritteller på iPhone. Deltakerne gikk over en trykkmatte (8 meter) som registrerer fotkontakttid og -forflytning. For hver krysning ble antall fotkontakter, fotkontakttider og fotkontaktforflytninger brukt til å bestemme skrittall på trykkmatten, gangfart, steglengde og tid med begge beina på bakken. Det første og siste tidspunktet for fotkontakt med trykkmatten bestemte start- og sluttidspunktet for krysningen (lilla linje), som var presist tilpasset iOS-skrittelleren og mobilitetsmålingen.

Statistiske metoder

Kontinuerlige målinger

Tidssynkroniserte iPhone- og referanse-skriftellinger ble aggregert for hver gåoppgave og sammenlignet ved hjelp av Pearsons korrelasjonskoeffisienter (r^2).

For å utvikle målingene av gangfart, steglengde og tid med begge beina på bakken målinger ble enhetsbesøk fra kohort A delt i utviklings- og valideringsdatasett hvor utviklingssettet ble brukt til å utvikle algoritmen for hver måling. Algoritmeytelse for de tre målingene ble bestemt ved å sammenligne estimatene med referanseverdiene på trykkmaten. Målegylldighet ble vurdert ved hjelp av standardavviket av absolutte feil mellom referanse- og iPhone-estimatparene. Målepålitelighet ble vurdert ved hjelp av Pearsons korrelasjonskoeffisient (r^2) og inter-rater intraclass-korrelasjonskoeffisient ($ICC_{(A,1)}$). Følsomhet ble vurdert ved hjelp av minimal påvisbar endring⁴⁶ ved hvert enhetsbesøk, og prosentfordelinger ble rapportert.

Klassifiseringsmålinger

For å utvikle uregelmessig gange ble enhetsbesøksdata fra både kohort A og kohort B sammenlignet. Hvert sett med enhetsbesøk ble brukt til å beregne samlet forhold mellom tid og regelmessig gange⁴⁷ og klassifisere referanseenhetsbesøk i gruppene «regelmessig gange», «mild uregelmessig gange» og «kraftig uregelmessig gange». For enhetsbesøkene i hver gruppe ble gjennomsnitt og standardavvik av uregelmessig gange på iPhone beregnet. En ROC-analyse ble deretter brukt til å evaluere om uregelmessig gange på iPhone kunne kategorisere deltakerne som personer med regelmessig eller uregelmessig gange.

Definisjon på uregelmessig gange

For hvert enhetsbesøk en deltaker hadde, ble regelmessig gange beregnet som et samlet forhold mellom tid og regelmessig gange⁴⁷:

$$SSR = \frac{swing_{time}}{stance_{time}} * 100 \quad (1.1)$$

$$symmetry = \frac{max(SSR_{left}, SSR_{right})}{min(SSR_{left}, SSR_{right})} \quad (1.2)$$

hvor $swing_{time}$ og $stance_{time}$ er gjennomsnittlig sving- og ståtid for steg på trykkmaten som beregnes for høyre (SSR_{left}) og venstre (SSR_{right}) side. Definisjonen på regelmessig gange bruker funksjonene $max(SSR_{left}, SSR_{right})$ og $min(SSR_{left}, SSR_{right})$ i henholdsvis telleren og nevneren for å fjerne skjevhet fra tolkningen. Deltakere med et samlet forhold mellom tid og regelmessig gange på mellom 1,0 og 1,1 ble ansett å ha regelmessig gange, 1,1 til 1,5 for mild uregelmessig gange og mer enn 1,5 for kraftig uregelmessig gange.⁴⁷ Tabell 7 viser et sammendrag over grenseverdiene for regelmessig gange på trykkmaten, herunder antall enhetsbesøk for hver av de tre typene uregelmessig gange (regelmessig gange, mild uregelmessig gange og kraftig uregelmessig gange).

Referanser

¹developer.apple.com/videos/play/wwdc2020/10656.

²developer.apple.com/documentation/healthkit.

³Benedetti MG, Catani F, Bilotta TW, et al. Muscle activation pattern and gait biomechanics after total knee replacement. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18: 871–876. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00146-3.

⁴Asiri FY, Marchetti GF, Ellis JL, et al. Predictors of functional and gait outcomes for persons poststroke undergoing home-based rehabilitation. *Journal of Stroke & Cerebrovascular Diseases*. 2014; 23(7): 1856–1864. doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2014.02.025.

⁵Middleton A, Fritz SL, Lusardi M. Walking speed: The functional vital sign. *Journal of Aging and Physical Activity*. 2015; 23(2): 314–322. doi: 10.1123/japa.2013-0236.

⁶Studenski S, Perera S, Patel K, et al. Gait speed and survival in older adults. *The Journal of the American Medical Association*. 2011; 305(1): 50–58. doi: 10.1001/jama.2010.1923.

⁷Satariano WA, Guralnik JM, Jackson RJ, et al. Mobility and aging: New directions for public health action. *American Journal of Public Health*. 2012 (102): 1508–1515. doi: 10.2105/AJPH.2011.300631.

⁸Sosnoff JJ, Sandroff BM, Motl RW. Quantifying gait abnormalities in persons with multiple sclerosis with minimal disability. *Gait & Posture*. 2012; 36(1): 154–156. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.11.027.

⁹Mielke MM, Roberts RO, Savica R, et al. Assessing the temporal relationship between cognition and gait: Slow gait predicts cognitive decline in the Mayo Clinic Study of Aging. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2012; 68(8): 929–937. doi: 10.1093/gerona/gls256.

¹⁰Mirelman A, Bonato P, Camicioli R, et al. Gait impairments in Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*. 2019; 18(7): 697–708. doi: 10.1016/S1474-4422(19)30044-4.

¹¹Yates T, Zaccardi F, Dhalwani NN, et al. Association of walking pace and handgrip strength with all-cause, cardiovascular, and cancer mortality: a UK Biobank observational study. *European Heart Journal*. 2017; 38(43): 3232–3240. doi: 10.1093/eurheartj/ehx449.

¹²Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L. Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and gait speeds. *Physical Therapy*. 2002; 82(2): 128–137. doi: 10.1093/ptj/82.2.128.

¹³Fritz S, Lusardi M. White paper: "Walking speed: the sixth vital sign." *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2009; 32(2): 2–5.

¹⁴Pirker W, Katzenschlager R. Gait disorders in adults and the elderly. *Wien Klin Wochenschr*. 2017; 129: 81–95. doi: 10.1007/s00508-016-1096-4.

¹⁵Hollman JH, Beckman BA, Brandt RA, et al. Minimum detectable change in gait velocity during acute rehabilitation following hip fracture. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2008; 31(2): 53–56. doi: 10.1519/00139143-200831020-00003.

¹⁶Casartelli NC, Item-Glatthorn JF, Bizzini M, et al. Differences in gait characteristics between total hip, knee, and ankle arthroplasty patients: a six-month postoperative comparison. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2013; 14: 176. doi: 10.1186/1471-2474-14-176.

¹⁷Boyer K, Johnson R, Banks J, et al. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Experimental Gerontology*. 2017; 95: 63–70. doi: 10.1016/j.exger.2017.05.005.

¹⁸Tilson JK, Sullivan KJ, Cen SY, et al. Meaningful gait speed improvements during the first 60 days poststroke: minimal clinically important difference. *Physical Therapy*. 2010; 90(2): 196–208. doi: 10.2522/ptj.20090079.

¹⁹Cruz TH, Lewek MD, Dhaer YY. Biomechanical impairments and gait adaptations post-stroke: Multi-factorial associations. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42(11): 1673–1677. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.04.015.

²⁰Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM. A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait: effects of aging and Parkinson's disease. *Experimental Brain Research*. 2007; 181(4): 561–570. doi: 10.1007/s00221-007-0955-7.

²¹Buzzi UH, Stergiou N, Kurz MJ, et al. Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18(5): 435–443. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00029-9.

²²Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *Journal of the American Geriatrics Society*. 1997; 45(3): 313–320. doi: 10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x.

²³Judge JO, Davis RB, Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *The Journals of Gerontology: Series A*. 1996; 51(6): 303–312. doi: 10.1093/gerona/51a.6.m303.

²⁴Aboutorabi A, Arazpour M, Bhrmizadeh M, et al. The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: A literature review. *Aging Clinical and Experimental Research*. 2016; 28(3): 393–405. doi: 10.1007/s40520-015-0420-6.

²⁵Guimaraes RM, Isaacs B. Characteristics of the gait in old people who fall. *International Rehabilitation Medicine*. 1980; 2(4): 177–180. doi: 10.3109/09638288009163984.

²⁶Belda-Lois JM, Mena-del Horno S, Bermejo-Bosch I, et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2011; 8(66). doi: 10.1186/1743-0003-8-66.

- ²⁷Daley MJ, Spinks WL. Exercise, mobility and aging. *Sports Medicine*. 2000; 29(1): 1–12. doi: 10.2165/00007256-200029010-00001.
- ²⁸Gabell A, Nayak USL. The effect of age on variability in gait. *Journal of Gerontology*. 1984; 39(6): 662–666. doi: 10.1093/geronj/39.6.662.
- ²⁹Williams DS, Martin AE. Gait modification when decreasing double support percentage. *Journal of Biomechanics*. 2019; 92: 76–83. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.05.028.
- ³⁰Di Stasi SL, Logerstedt D, Gardinier ES, et al. Gait patterns differ between ACL-reconstructed athletes who pass return-to-sport criteria and those who fail. *The American Journal of Sports Medicine*. 2013; 41(6): 1310–1318. doi: 10.1177/0363546513482718.
- ³¹Richmond SB, Swanson CW, Peterson DS, et al. A temporal analysis of bilateral gait coordination in people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*. 2020; 45: 102445. doi: 10.1016/j.msard.2020.102445.
- ³²Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*. 2007; 26(4): 555–589. doi: 10.1016/j.humov.2007.05.003.
- ³³Lord S, Galna B, Verghese J, et al. Independent domains of gait in older adults and associated motor and nonmotor attributes: Validation of factor analysis approach. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2013; 68(7): 820–827. doi: 10.1093/gerona/gls255.
- ³⁴Roos PE, Button K, Sparkes V, et al. Altered biomechanical strategies and medio-lateral control of the knee represent incomplete recovery of individuals with injury during single leg hop. *Journal of Biomechanics*. 2014; 47(3): 675–680. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.046.
- ³⁵Duffell LD, Gulati V, Southgate D, et al. Measuring body weight distribution during sit-to-stand in patients with early knee osteoarthritis. *Gait & Posture*. 2013; 38(4): 745–750. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.03.015.
- ³⁶Shorter KA, Polk JD, Rosengren KS, et al. A new approach to detecting asymmetries in gait. *Clinical Biomechanics*. 2008; 23(4): 459–467. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.11.009.
- ³⁷Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, et al. Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2016; 52(4): 560–574.
- ³⁸O'Brien MK, Hidalgo-Araya MD, Mummidisetty CK, et al. Augmenting clinical outcome measures of gait and balance with a single inertial sensor in age-ranged healthy adults. *Sensors (Basel)*. 2019; 19(20): 4537. doi: 10.3390/s19204537.
- ³⁹Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, et al. Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *The Journals of Gerontology: Series A*. 2009; 64(8): 896–901. doi: 10.1093/gerona/glp033.
- ⁴⁰Tanaka S, Kamiya K, Hamazaki N, et al. Short-term change in gait speed and clinical outcomes in older patients with acute heart failure. *Circulation Journal*. 2019; 83(9): 1860–1867. doi: 10.1253/circj.CJ-19-0136.
- ⁴¹Novotna K, Rusz J, Kubala Havrdova E, et al. Why patients with multiple sclerosis perceive improvement of gait during treatment with natalizumab? *Journal of Neural Transmission*. 2019; 126(6): 731–737. doi: 10.1007/s00702-019-02013-z.
- ⁴²Galna B, Lord S, Burn DJ, et al. Progression of gait dysfunction in incident Parkinson's disease: Impact of medication and phenotype. *Movement Disorders: Official Journal of the International Parkinson and Movement Disorder Society*. 2015; 30(3): 359–367. doi: 10.1002/mds.26110.
- ⁴³Mattes SJ, Martin PE, Royer TD. Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: Matching prosthetic and intact limb inertial properties. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2000; 81(5): 561–568. doi: 10.1016/s0003-9993(00)90035-2.
- ⁴⁴Boulifard DA, Ayers E, Verghese J. Home-based gait speed assessment: Normative data and racial/ethnic correlates among older adults. *Journal of the American Medical Directors Association*. 2019; 20(10): 1224–1229. doi: 10.1016/j.jamda.2019.06.002.
- ⁴⁵Tesio L, Rota V. The motion of body center of mass during walking: A review oriented to clinical applications. *Frontiers in Neurology*. 2019; 10: 999. doi: 10.3389/fneur.2019.00999.
- ⁴⁶Dontje ML, Dall PM, Skelton DA, et al. Reliability, minimal detectable change and responsiveness to change: Indicators to select the best method to measure sedentary behavior in older adults in different study designs. *PLOS ONE*. 2018; 13(4): e0195424. doi: 10.1371/journal.pone.0195424.
- ⁴⁷Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008; 89(2): 304–310. doi: 10.1016/j.apmr.2007.08.142.